

# Ein Programm zur Artefakterkennung für die Auswertung der Signale eines Reflexions-Pulsoximeters zur Messung der Sauerstoffsättigung sub partu

V.König, K.Faisst, R. Huch und A.Huch

Perinatalphysiologische Forschungsabteilung, Klinik und Poliklinik für Geburtshilfe,  
Universitätsspital Zürich, CH-8091 Zürich, Schweiz

## EINLEITUNG:

Pulsoximetrie gestattet eine schnelle und nichtinvasive Bestimmung der Sauerstoffsättigung. Ein grosser Vorteil dieser Methode ist die einfache Applikation der Mess-Sonden und der direkte Messvorgang, der keinerlei vorhergehende Kalibrations- oder Einstell-Prozesse erfordert. Nachteilig ist hingegen die Anfälligkeit der Mess-Signale auf Artefakte [1], insbesondere, wenn der Applikationsort oder der Sensor plötzlichen Bewegungen oder wechselnden Drucken ausgesetzt sind. Derartige störende Bewegungsartefakte treten allerdings weniger während Operationen und in der Intensivstation auf, als vor allem bei der Anwendung beim ungeborenen Kind unter der Geburt, die ja einen dynamischen, bewegungs-intensiven Prozess darstellt.

Für Messungen der Sauerstoffsättigung unter der Geburt haben wir ein eigenes Reflexions-Pulsoximeter entwickelt und gebaut mit Sonden, Elektronik und Computerprogrammen [2]. Diese Programme dienen einerseits zur Steuerung der Signalaufnahme und Berechnung und Darstellung der Sauerstoffsättigung und Herzfrequenz während der Messung, andererseits zur nachträglichen Auswertung der Messungen.

## METHODE:

Bei der Pulsoximetrie misst man zur Bestimmung der Sauerstoffsättigung für zwei Wellenlängen rot (640 nm) und infrarot (920 nm) die Lichtintensitäten nach der Absorption im pulsierendem Gewebe [3]: die mit der Pulskurve zeitlich veränderlichen Signalen  $AC_{ROT}$  und  $AC_{IR}$  und die zeitlichen Mittelwerte  $DC_{ROT}$  und  $DC_{IR}$ . Unsere bisherige Auswertung der Signale geschah nach dem Full-Pulse-Wave-Verfahren. Dieses beruht darauf, dass die Amplituden  $AAC_{ROT}$  und  $AAC_{IR}$  der zeitlich veränderlichen Signale als Differenz der AC-Signale zur Zeit der Systole und der Diastole ermittelt werden. Die zeitlichen Mittelwerte DC dienen zur Normierung der AC-Signale und machen somit die Messung unabhängig von der primären Lichtintensität und der Absorption im nichtpulsierenden Gewebe. Aus der Messgrösse

$$R = (AAC / DC)_{ROT} / (AAC / DC)_{IR}$$

kann dann über eine experimentelle oder theoretische Kalibrationskurve die gesuchte Sauerstoffsättigung

$$SO_2 = f(R)$$

berechnet werden.

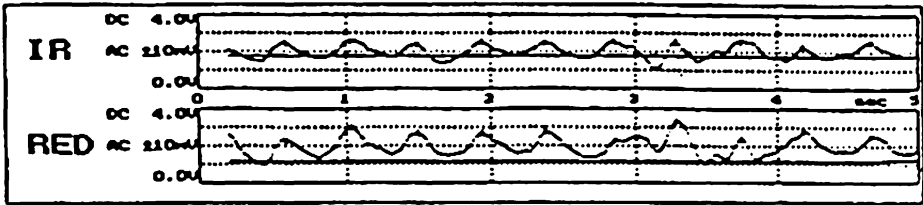
Treten Störungen der Mess-Signale  $AC_{ROT}$  und  $AC_{IR}$  infolge von Bewegungen auf, so stammen die AC-Signale nicht mehr ausschliesslich von den arteriellen Pulsationen und ihre Auswertung führt zu falschen  $SO_2$ -Werten. Das Auftreten derartiger Artefakte lässt sich durch einfache Methoden schwer detektieren, da

- die Frequenz der meisten Bewegungen wie die Pulsfrequenz im Sekundenbereich liegt,
- die Grösse der AC-Signale nur 0.1-1% der DC-Signale beträgt, ebenfalls die Grössenordnung vieler kurzfristig auftretender Artefakte.

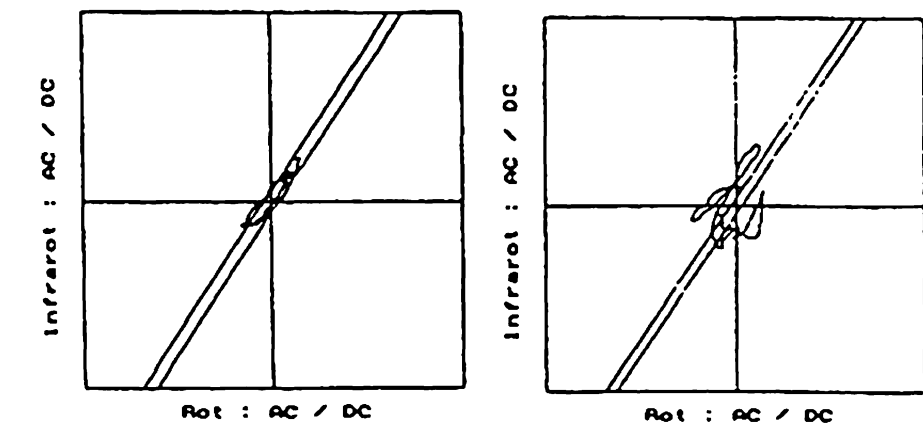
Zur Erkennung von Bewegungsartefakten mit dem bisherigen Programm wurden vom Untersucher die Signale während der Messung auf dem Computerbildschirm beobachtet und die Zeiten mit gestörten Signalen mit der Tastatur markiert, damit diese Messzeiten von der späteren Auswertung ausgeschlossen werden konnten. Dieses zeitaufwendige Verfahren ist nun durch die folgende Methode ersetzt worden:

Für die gemessenen Grössen  $(AC/DC)_{ROT}$  und  $(AC/DC)_{IR}$  als unabhängige Variablen wird für alle Punkte während einer Sekunde, unabhängig von der Pulsfrequenz, eine Regressionsgerade berechnet. Die Steigung dieser Geraden entspricht dann der gesuchten Grösse R. Die Abweichung der Messpunkte von dieser Geraden ist bei einer stabilen Messung relativ klein. Bewegungen des Sensors oder auf den Sensor ausgeübter Druck können die Dicke des durchstrahlten Gewebes und die Länge des Lichtweges und somit die Absorption des Lichtes ändern. Wegen der verschiedenen Änderungen der Lichtwege für ROT und IR und der verschiedenen elektronischen Zeitkonstanten für die DC- und AC-Signale kann dies zu einer grossen Abweichung von der vorher berechneten Geraden führen. Messpunkte, deren Abstand von dieser Geraden einen bestimmten Wert überschreiten, werden deshalb von der Auswertung ausgeschlossen. Sind dies in einer Sekunde mehr als ein bestimmter Bruchteil, so wird diese Sekunde als artefakt-gestört erkannt und es wird kein  $SO_2$ -Wert berechnet. Die Breite des Bereiches der zugelassenen Punkte wurde experimentell ausgewählt und wird zusätzlich proportional zur Amplitude der pro Sekunde gemessenen Punkte gesetzt. Nach 6 ausgeschlossenen Sekunden wird jeweils für eine Sekunde die Breite des zulässigen Bereiches erhöht, um auch mögliche reelle Änderungen der Steigung der Geraden erfassen zu können. In Figur 1

sind als Ausschnitt des Computer-Displays einer sub partu Messung die vier Messgrößen für 5 Sekunden dargestellt, Sekunde 1 bis 3 zeigen gute Signale, während in Sekunde 4, wahrscheinlich durch Bewegung, die Proportionalität zwischen rot und infrarot gestört ist. Figur 2 zeigt für die Sekunden 3 und 4 die Messpunkte in der oben beschriebenen X-Y-Darstellung mit den Geraden, die den verwertbaren Bereich der Punkte begrenzen. Die grosse Streuung der Messpunkte in der Sekunde 4 ist deutlich erkennbar.



Figur 1: Oben: Signale Infrarot DC und AC, Unten: Signale Rot DC und AC. In Sekunde 4 Störung durch Artefakt.



Figur 2: X-Y-Darstellung der Signale für eine Sekunde. X-Achse: Rot AC / DC, Y-Achse: Infrarot AC / DC, Gegeben sind die Messwerte mit den Begrenzungslinien. Links: Artefaktfreie Sekunde 3 aus Figur 1, Rechts: Artefakt in Sekunde 4 aus Figur 1.

In Untersuchungen an Erwachsenen konnten wir zeigen, dass durch Bewegung eines applizierten Sensors oder des darunterliegenden Gewebes sich gleiche ROT/IR Muster ergeben, wie in Figur 2 dargestellt. Das gilt auch bei Verwendung eines Sensors auf nichtpulsierendem elastischen Material.

### ERGEBNISSE:

Alle Punkte			Man. Ausschluss			Regress. Gerade		
T %	SO <sub>2</sub>	STD	T %	SO <sub>2</sub>	STD	T %	SO <sub>2</sub>	STD
100.0	42.8	4.3	56.8	43.4	2.2	58.8	46.2	1.8
100.0	34.1	8.6	42.5	33.9	3.2	33.9	34.6	2.8
100.0	37.1	5.3	78.5	37.1	3.2	70.6	37.9	1.9
100.0	27.9	5.4	43.2	29.4	2.0	43.2	30.2	2.8
100.0	28.7	5.3	49.2	29.6	1.9	48.2	29.9	2.5
100.0	26.3	5.2	36.0	29.2	2.3	34.8	29.6	2.2
100.0	28.6	5.7	44.5	29.5	1.9	46.5	31.0	3.5
100.0	28.4	3.1	62.2	31.1	2.7	52.2	31.2	1.8
Mittel:	31.7	5.5	51.6	33.5	2.5	48.5	34.5	2.4

Tabelle 1: Vergleich der Auswerteverfahren. Gegeben sind für 8 10-minütige sub partu Messungen die ausgewerteten Messzeiten in %, die Sauerstoffsättigung SO<sub>2</sub> und die Standardabweichung STD.

Um das neue Auswerteverfahren mit der bisherigen Methode des manuellen Ausschlusses von Artefakten zu vergleichen, wurde bei 8 sub partu Messungen der Mittelwert und die Standardabweichung über je eine Minute berechnet und hieraus durch gewichtete Mittelung der mittlere Messwert mit Standardabweichung über eine Messdauer von 10 min ermittelt.

### DISKUSSION:

In Tabelle 1 sind die Mittelwerte und die Standardabweichungen von 8 Messungen für einen Zeitraum von 10 Minuten für alle Messpunkte, für die Messung mit manuell ausgeschlossenen Zeiten und für das neue automatische Verfahren zur Bestimmung von R als Steigung der ROT/IR-Geraden angegeben, ebenfalls als vorläufige Auswertung die gewichteten Mittelwerte für die Sättigung und die Standardabweichung. Es zeigt sich, dass im Rahmen der Reproduzierbarkeit der Pulsoximeter-Messungen von ca. 2% der manuelle Ausschluss von Artefakten durch Beobachtung und das neue Verfahren die gleichen Werte für die Sättigung ergeben. Insbesondere weisen beide die gleiche Streuung der Messwerte auf, die ca. um den Faktor 2 geringer ist als bei Berücksichtigung aller Messpunkte einschliesslich der Artefaktzeiten.

Zusammengefasst bietet das neue Verfahren der Artefakterkennung durch Anwendung der ROT/IR-Regressionsgeraden die folgenden Vorteile:

- Für ungestörte Signale: Die Messung wird unabhängig von der Bestimmung der Pulsfrequenz und der Maximalwerte der Pulskurve. Insbesondere werden zur Bestimmung der Messgrösse R nicht nur die Signale zur Zeit der Systole und Diastole zur Auswertung verwendet, sondern alle nicht artefakt-gestörten Signale in jeder Sekunde.
- Artefakterkennung: Die Erkennung der Artefakte ist gleich gross wie bei Beobachtung der Signale, sodass eine ständige Ueberwachung der Signalqualität nicht mehr notwendig ist.
- Artefaktentstehung: Mit diesem Verfahren können nicht nur Artefakte erkannt, sondern auch Untersuchungen über die Natur dieser Störungen durchgeführt werden. Dies kann besonders bei der Entwicklung neuer Sensoren für die Anordnung der Photoelemente hilfreich sein.

### LITERATUR:

[1] J.Gardosi, Artifacts in fetal pulse oximetry, in: Hypoxische Gefährdung des Fetus sub partu, (Hrg. R.Knitza) Steinkopff, Darmstadt, 1994, 39-44

[2] V.König, G.J.Ullrich, K.Faisst, J.S.Joergensen, R.Huch und A.Huch, Reflexions-Pulsoximetrie-Untersuchungen mit eigenem Mess-System, Biomed. Techn. 1992, 37, 39-40

[3] K.Forster, Pulsoximetrie, Medizintechnik 1990, 110, 170-174 und 213-217